

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2002-177281

(43)Date of publication of application : 25.06.2002

(51)Int.Cl.

A61B 10/00

A61B 5/145

(21)Application number : 2000-375678

(71)Applicant : HITACHI MEDICAL CORP

(22)Date of filing : 11.12.2000

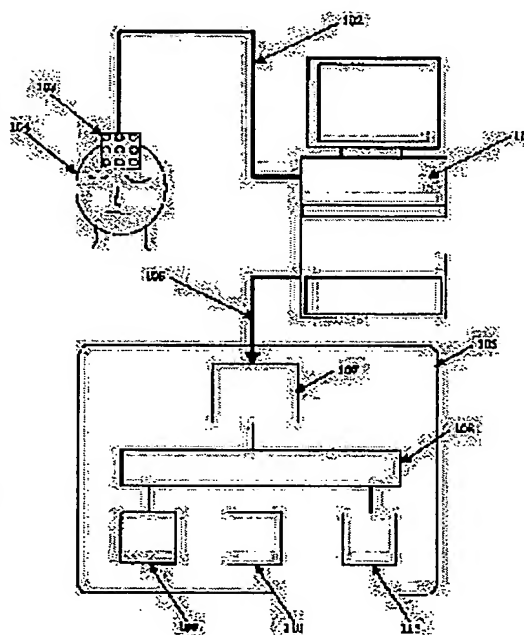
(72)Inventor : KAWASAKI SHINGO
NARITA NORIYUKI

(54) ORGANISM LIGHT MEASURING APPARATUS

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide an organism light measuring apparatus capable of obtaining information of not only a concentration change of a substance in the organism but also a change rate, a change amount and reaction time which are important for measuring and diagnosing the function of the organism as quantitative data.

SOLUTION: This organism light measuring apparatus is provided with a light measuring part 101 for applying light with a designated wavelength to a subject, detecting the light passed through the inside of the subject, and generating a signal corresponding to the concentration of substance in the subject absorbing the light, a signal processing part 105 to which the signal from the light measuring part is input to perform numerical analysis for the concentration change curve along the time axis of the signal to create quantitative data, and a display part 111 for displaying the quantitative data created by the signal processing part.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of

rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's
decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2002-177281

(P2002-177281A)

(43) 公開日 平成14年6月25日 (2002.6.25)

(51) Int.Cl.⁷A 6 1 B 10/00
5/145

識別記号

F I

A 6 1 B 10/00
5/14

データベース*(参考)

E 4 C 0 3 8
3 1 0

審査請求 未請求 請求項の数8 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2000-375678(P2000-375678)

(22) 出願日 平成12年12月11日 (2000. 12. 11)

(71) 出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72) 発明者 川崎 真護

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社日立メディコ内

(72) 発明者 成田 紀之

東京都渋谷区本町5-11-6

(74) 代理人 100099852

弁理士 多田 公子 (外1名)

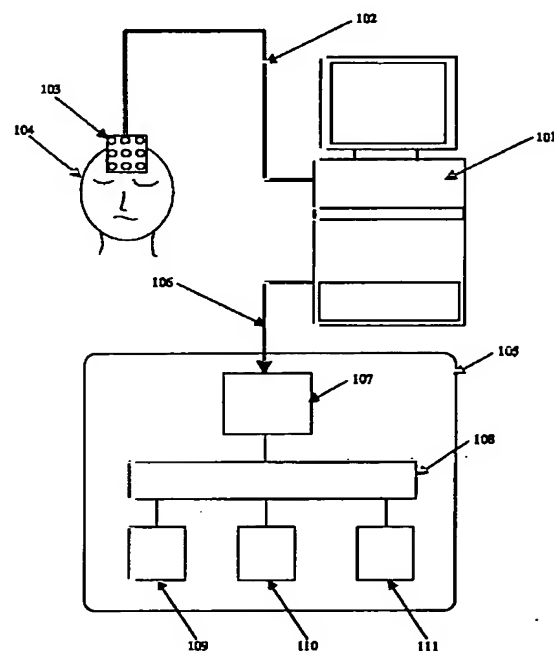
Fターム(参考) 4C038 KK00 KL05 KL07 KX02

(54) 【発明の名称】 生体光計測装置

(57) 【要約】

【課題】生体内物質の濃度変化のみならず、生体機能計測や診断に重要な変化率や変化量 反応時間等の情報を定量データとして得ることができる生体光計測装置を提供する。

【解決手段】生体光計測装置は、所定の波長の光を被検体に照射するとともに前記被検体内部を通過した光を検出し、前記光を吸収する被検体内物質の濃度に対応する信号を発生する光計測部101と、前記光計測部からの信号を入力し、前記信号の時間軸に沿った濃度変化曲線について数量解析を行い、定量データを作成する信号処理部105と、前記信号処理部が作成した定量データを表示する表示部111とを備えている。



(2) 002-177281 (P2002-177281A)

【特許請求の範囲】

【請求項1】所定の波長の光を被検体に照射するとともに前記被検体内部を通過した光を検出し、前記光を吸収する被検体内物質の濃度に対応する信号を発生する光計測部と、前記光計測部からの信号を入力し、前記信号の時間軸に沿った濃度変化曲線について数量解析を行い、定量データを作成する信号処理部と、前記信号処理部が作成した定量データを表示する表示部とを備えたことを特徴とする生体光計測装置。

【請求項2】前記信号処理部は、前記濃度変化曲線について微分値及び／又は積分値を求める手段を備えたことを特徴とする請求項1記載の生体光計測装置。

【請求項3】前記信号処理部は、前記被検体内物質の変化を生じせしめる被検体側の原因の開始時点或いは終了時点と、前記濃度変化が所定の閾値以上となる時点或いは所定の閾値以下となる時点との差を、潜時時間として求める手段を備えたことを特徴とする請求項1記載の生体光計測装置。

【請求項4】請求項1記載の生体光計測装置であって、計測時或いは計測対象の異なる複数の計測において計測された濃度信号データを格納する記憶手段を備え、前記信号処理部は、前記記憶手段から読み出した複数の濃度信号データについて濃度変化量を求め、差分、加算平均等を算出する手段を備えたことを特徴とする生体光計測装置。

【請求項5】前記信号処理部および表示部は、前記光計測部から独立した外部装置として構成されていることを特徴とする請求項1記載の生体光計測装置。

【請求項6】前記信号処理部と前記光計測部は、LANケーブル、通信ネットワーク、可搬記録媒体のいずれかによってデータの送受を行うことを特徴とする請求項5記載の生体光計測装置。

【請求項7】前記光計測部は、前記被検体に対する光の照射位置と、その光を受光する受光位置とで決まる計測位置を複数有し、これら複数の計測位置に対応する数の濃度信号を出力することを特徴とする請求項1記載の生体光計測装置。

【請求項8】前記信号処理部は、前記複数の計測位置に対する濃度信号のうち、濃度の変化量の最も大きい濃度信号について、処理を行うことを特徴とする請求項7記載の生体光計測装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明が属する技術分野】本発明は、光を用いて生体内情報を計測する生体光計測装置に関し、特に計測した生体内物質の濃度信号の解析機能を備えた生体光計測装置に関する。

【0002】

【従来の技術】生体光計測は、生体に可視から赤外領域の波長の光を照射し、生体から反射した光或いは生体を

透過した光を検出することによって、生体内の血液循環、血行動態、ヘモグロビン変化等の生体内情報を計測するものである。このような光計測は、簡便で、被験者に対して低拘束でかつ生体に害を与えずに計測できことから、種々の生体光計測装置が実用化され、また提案されている(例えば、特開昭57-115232号、特開昭63-275323号など)。

【0003】特に所定の領域内の複数の計測位置についてヘモグロビン濃度の変化を計測し、等高線のようなグラフ(トポグラフ)で表示可能にした光トポグラフィは、例えば特定の作業を行わせた場合の脳活性部位の特定や、てんかん発作の局所焦点同定などへの臨床応用が期待されている。さらに脳内のヘモグロビン変化に関連して、運動、感覚、言語さらには思考に及ぶ高次脳機能等を計測することも可能である。

【0004】例えば「近赤外線脳血流マッピング法(CLINICAL NEUROSCIENCE Vol.17, No.11 1999-11)」には、運動、言語課題遂行時の脳内ヘモグロビン変化について報告されており、ここではヘモグロビンの変化量や、最大変化量に達するまでの時間等を運動、言語課題遂行時の脳の活性状態を判定する指標として用いている。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】このように計測されたヘモグロビン変化データから臨床的な診断を行うためには、変化量や経時的な要素が必要となる。具体的には、ヘモグロビン変化グラフの微分値は活性化領域に流れ込んでくるヘモグロビン変化率を表し、被検体の課題(刺激)への反応を知る上で重要な値である。またヘモグロビン量の変化が始まる位置或いは変化が終わる位置と、実際に刺激を開始した時点或いは刺激を終了した時点との差(潜時時間)も、課題への反応時間の指標である。さらにヘモグロビン変化グラフの積分値は、活性領域におけるヘモグロビン総変化量に対応し、脳がどれだけ反応したかの指標となる。

【0006】しかしながら従来の生体光計測装置は、前述したような変化量をトポグラフとして表示する機能や、変化曲線を表示する機能しか備えていないため、さらに臨床的な応用を進めるためには、目視によって、計測位置ごとに変化率、変化量、潜時時間等を見分けなければならなかった。そこで本発明は、単にヘモグロビン変化のみならず、生体機能計測や診断に重要な情報(定量データ)を生体光計測装置の出力として得ることができる生体光計測装置を提供することを目的とする。また本発明は、生体光計測で得られた複数人のデータを用いて統計処理をしたり、同一人について、例えばリハビリテーション治療の効果を確認するためにその前後のデータを比較する機能などのデータ解析機能を備えた生体光計測装置を提供することを目的とする。

【0007】

(3) 002-177281 (P2002-177281A)

【課題を解決するための手段】上記課題を解決する本発明の生体光計測装置は、所定の波長の光を被検体に照射するとともに前記被検体内部を通過した光を検出し、前記光を吸収する被検体内物質の濃度に対応する信号を発生する光計測部と、前記光計測部からの信号を入力し、前記信号の時間軸に沿った濃度変化曲線について数量解析を行い、定量データを作成する信号処理部と、前記信号処理部が作成した定量データを表示する表示部とを備えたことを特徴とする。

【0008】このような生体光計測装置によれば、光計測部で得られる生の濃度データについて定量的な解析を行ない、その結果である定量データを表示することにより、診断や機能の判定に重要な情報を直接得ることができる。

【0009】信号処理部が行う数量解析としては、例えば、濃度変化曲線について微分値及び／又は積分値を求める、被検体内物質の変化を生じせしめる被検体側の原因の開始時点或いは終了時点と、前記濃度信号の変化が所定の閾値以上となる時点或いは所定の閾値以下となる時点との差を、潜時時間として求める、がある。

【0010】また本発明の生体光計測装置は、計測時或いは計測対象の異なる複数の計測において計測された濃度信号データを格納する記憶手段を備える。この場合、信号処理部は、前記記憶手段から読み出した複数の濃度信号データについて濃度変化量を求め、差分、加算平均等を算出する手段を備えたものとして行うことができる。

【0011】この生体光計測装置によれば、例えば、複数の異なる計測対象から得たデータを加算平均することにより、濃度変化を生じせしめる原因(課題や刺激)に対する生体反応の平均値を得ることができ、また平均テンプレートグラフの作成が可能となる。或いは同一対象について異なる時間に行われた計測で得たデータの差分を取ることに、リハビリテーション前後などにおける運動機能の回復度合いを診断する際の定量的な指標を与えることができる。

【0012】本発明の生体光計測装置において、信号処理部および表示部は、光計測部と一体的に構成することも、独立した外部装置として構成することも可能である。独立した外部装置とした場合には、例えば遠隔地での計測結果を、集中的に格納、管理したり、診断・判定スキルのある場所での処理を行うことができる。その場合、信号処理部と光計測部は、例えばLANケーブル、通信ネットワーク、可搬記録媒体によってデータの送受を行うことができる。

【0013】本発明の生体光計測装置において、光計測部は単一の発光素子と受光素子との組み合わせからなる光計測装置であっても、複数の計測チャンネルを有する光計測装置であってもよい。

【0014】複数の計測チャンネルを有する光計測装置とは、被検体に対する光の照射位置と、その光を受光す

る受光位置とで決まる計測位置を複数有し、これら複数の計測位置に対応する数の濃度信号を出力するものであり、既存の光トポグラフィ装置を利用することができる。このような光トポグラフィ装置を利用することにより、所定の領域についての定量情報を得ることができる。

【0015】光計測部として複数の計測チャンネルを有する光計測装置を用いる場合には、信号処理部は、好適には、複数の計測位置に対する濃度信号のうち、濃度の変化量の大きい濃度信号について、処理を行う。

【0016】

【発明の実施の形態】以下、本発明の生体光計測装置の実施形態を図面を参照して説明する。図1は、本発明の生体光計測装置の一実施形態を示す図である。この生体光計測装置は、被験者104の所望の部位(図示する実施例では頭部)に光の照射と受光を行うためのプローブ103と、位置情報を含む所定の波長の光を照射し、また被験者から反射した光を検出し、ヘモグロビン値に対応する信号(ヘモグロビン信号)を生成する光計測部101と、光計測部101で生成したヘモグロビン信号に周波数解析、微分等の演算を行い、種々の生体情報を生成し、表示するための生体情報演算部(信号処理部)105とを備えている。

【0017】プローブ103と光計測部101は、光ケーブル102を介して接続されている。生体情報演算部105は、光計測部101に備えられる計算機が兼ねることも可能であるが、ここでは、例えばパーソナルコンピュータ等の、光計測部101からは独立したコンピュータシステムで構成されている。このような生体情報演算部105は、ローカルエリアネットワーク、インターネット等のネットワークを介して光計測部101と接続されていてもよいし、光磁気記録媒体(MO)、磁気記録媒体(FD)等の可搬型の記録媒体を介して光計測部101からのデータを受け取ることも可能である。

【0018】プローブ103は、複数の光ケーブル102の末端部がそれぞれ所定の配列となるように配置し、被験者が装着できる形状に固定したもので、通常、照射用光ケーブル末端と受光用の光ケーブル末端とを2次元方向に交互に配置し、マトリクス状にしたものである。これにより照射用光ケーブル末端から照射され、被験者の皮膚を透過して組織内で反射された光は、その末端近傍(周囲)に配置された複数の受光用光ケーブル末端から光計測部に送られるようになっている。

【0019】図2に、照射用光ケーブル末端と受光用光ケーブル末端の配置の一例を示す。図示する例では、4つの照射用光ケーブル末端R1～R4と、それらと交互に配置された5つの受光用光ケーブル末端D1～D5を示している。照射用光ケーブル末端と受光用光ケーブル末端との中点が計測位置となり、本例では12の計測位置が存在する。この計測位置が後述する光計測部220における

(4) 002-177281 (P2002-177281A)

検出部の計測チャンネルに対応する。

【0020】光計測部101は、さらに図3に示すように、発光部210、検出部220および制御部230からなる。光計測部101としては、従来の光トポグラフィ装置をそのまま利用することが可能である。

【0021】発光部210は、複数の、半導体レーザ等の発光素子およびその駆動回路からなる光モジュール211と、発振周波数の異なる複数の発振器212とを備える。半導体レーザは、目的とする生体情報に合わせた波長の光を発生する。例えばヘモグロビンの検出を目的とする場合には、酸素化ヘモグロビンおよび脱酸素化ヘモグロビンの最大吸収波長等、ヘモグロビン変化に対し受光量変化が大きくなる波長の光を発生する。各半導体レーザからの光は、発振器からの周波数によって変調される。これにより、プローブ103において、マトリクス上に配置された複数の照射用光ケーブル末端から、それぞれ異なる周波数に変調された光が被験者の皮膚に照射される。

【0022】検出部220は、複数の受光用光ファイバ毎にそれぞれ接続されており、フォトダイオード等の光検出素子221と、検出した光信号成分を、その周波数毎に選択的に分離してロックイン検出するロックイン増幅器222と、ロックイン増幅器222から出力される信号をその各チャンネル毎に時間積分するサンプルホールド回路223と、時間積分後の信号をA/D変換するA/D変換器224とを備えている。ロックイン増幅器222のチャンネルは、前述した計測位置に対応する。

【0023】制御部230は、発光部210および検出部220を制御するとともに、検出部220が検出しデジタル化した信号に演算を行い、例えば脳活動に伴う酸素化ヘモグロビン濃度変化、脱酸素化ヘモグロビン濃度変化、全ヘモグロビン濃度変化等を計算し、トポグラフを作成する計算機231と、計算機231の演算結果等を表示する表示部232と、計算機231における制御や計算のために必要な条件や計測に必要な情報(例えば患者IDや患者名)等を入力するための入力部233と、計算に必要なデータや計算結果を記憶するメモリ234とを備えている。

【0024】計算機231が行う演算、即ちヘモグロビン濃度変化を求める計算や画像を作成する手法は、例えば特開平9-19408号公報やアツシ・マキ他による「無侵襲近赤外トモグラフィによるヒト脳活動の時空間解析(Spatial and temporal analysis of human motor activity using noninvasive NIR topography)」、1995年およびメディカルフィジックス第22巻、第1997-2005頁に記載されている。本発明の光計測部でも計測信号の計算には、これらの方法を採用することができるが、本発明においてトポグラフの作成は必須ではなく、演算前の信号即ちロックイン増幅器222から出力されるヘモグロビン濃度(酸素化ヘモグロビン濃度、脱酸素化ヘモグロビン濃度)に対応する信号、或いは計算機231において算

出した全ヘモグロビン濃度に対応する信号が生体情報演算部105に入力される。

【0025】生体情報演算部105は、上述したようにコンピュータシステムからなり、そのハードウェアは、たとえばCPU108や、主記憶、ハードディスクなどの固定型の記憶媒体を用いる外部記憶装置107、可搬型の記憶媒体を用いる外部記憶装置110、ネットワークを介した通信を制御する通信制御装置、キーボードやポインティングデバイスなどの入力装置109、表示装置などの出力装置111を備えた一般的な電子計算機の構成を有する。そしてCPU108が主記憶にロードされたプログラムを実行することにより以下に説明する各処理が行われる。上述した光計測部101の制御部230で生成したヘモグロビン信号は、LANケーブル、通信ネットワーク、或いは可搬記憶媒体によって生体情報演算部105に入力され、例えば図示するようにハードディスク107上に記録される。

【0026】次に生体情報演算部105が行う処理の一実施形態について説明する。図4に具体的な処理の態様を示す。この実施形態では、図示するように、生体情報演算部105は基本的な処理としてフィルタ処理、ベースライン処理および周波数解析(ステップ402)を行う。

【0027】まず、表示部111に表示された初期画面で、例えば患者ID或いは患者名、計測日時等の情報を入力することによって、所望のデータを検索し、読み込み、表示部111に表示する。表示された画面を図5に示す。上述した患者情報の入力、読み込みの指示は、患者IDや患者名を表示する患者情報表示ウィンド501、データ読み込みボタン507によって行う。光計測部101から読み込まれるデータは、例えばハンドグリップ運動を行った際の、運動野領域におけるヘモグロビン濃度(変化量)を示すグラフ502であり、図中縦軸503はヘモグロビン変化量を、横軸506は時間を示している。縦線504、505はそれぞれ運動を開始した時点、終了した時点を示す。このような運動の開始、終了を認識させるために、光計測部からのデータには、上述したヘモグロビン変化量に対応するデータのほかに、例えば0-1の矩形信号データが記述されている。

【0028】このグラフから、運動開始からヘモグロビンが増加し、運動終了後ヘモグロビンが減少する様子が見られる。しかし、処理前の信号には体動、脈波、生体リズムなどのノイズ成分が重畳されているため、S/Nの悪い信号になっている。このようなノイズ成分を除去するため、フィルタ処理およびベースライン処理402を行う。

【0029】図6に、フィルタ処理、ベースライン処理、周波数解析処理を行う画面を示す。図示する例では、フィルタ処理として低周波ノイズを除去するハイパスフィルタHPF、高周波ノイズを除去するLPF等を用いており、表示画面の「フィルタ」607において、これらフィルタのカットオフ周波数、窓関数を設定するこ

(5) 002-177281 (P2002-177281A)

とができる。カットオフ周波数については、デフォルトで適当な数値を設定しておき、さらにユーザーが任意に変更可能にしてもよい。窓関数は、方形窓、ハニング窓、ハミング窓等の公知のものを予め収納しておき、プルダウンによってそれらを表示、選択可能にすることができる。

【0030】これらフィルタ処理に必要な条件を設定すると、図6に示す画面の上側のグラフには、フィルタ処理前のデータ602と、処理後のデータ604が表示される。図示する例では処理前のデータを0.1HzのLPF処理した場合を示している。

【0031】フィルタ処理の結果は周波数解析によって確認することができる。表示画面の「FFT」608において、高速フーリエ変換処理の条件を設定することにより、フィルタ処理前データ602、処理後データ603の両者に対し周波数解析処理が行われ、その結果が図6の下側のグラフに示すように表示される。604が処理前データ、605が処理後データであり、ローパスフィルタ処理によって0.1Hzの帯域からの信号がカットされS/Nが向上していることがわかる。尚、周波数解析は、このようなノイズ除去確認のみならず、信号成分の解析にも利用することができる。

【0032】ベースライン処理では、表示画面の「BASE LINE」609に次数を設定することにより実行する。この設定された次数により、ヘモグロビンデータ602に対する近似曲線を算出し、この近似曲線をベースラインとするベースライン処理を行う。即ち、ベースライン処理結果(AfterPolyfitData)は、(フィルタ処理後の)ヘモグロビン変化グラフ(HbData)と近似曲線(Polyfit)から以下の式によって求める。

$$(\text{AfterPolyfitData}) = (\text{HbData}) / (\text{Polyfit})$$

【0033】ベースライン処理の次数は、デフォルトとして適当な数値、例えば5次に設定しておいてもよいし、例えば0次から10次の間の任意の次数をユーザーが設定、変更可能にしてもよい。

【0034】光計測部101から入力した生データについて、このように前処理を行うことにより、次に行う数量解析の実効性を上げることができる。

【0035】次に前処理したデータを用いて、指定区間の微分値、積分値、潜時時間(信号のOnset位置、Offset位置と実際の運動(刺激)開始或いは終了時点との差)を求める処理を行う。このような処理を行う画面を図7に示す。

【0036】まず、「LOAD」ボタン710により、上述のように前処理後のヘモグロビンデータ705を読み込む。ここでも運動開始時点と終了時点が縦線706、708でそれぞれ示される。

【0037】次に潜時時間計算、積分値計算、微分値計算の基礎となる閾値ライン702を設定する。閾値ライン702は、画面の「閾値」711に値を入力することにより設

定される。この閾値ライン702以上となる変化ポイントが、ヘモグロビン値が変化し始めるOnset位置707、閾値ライン702以下となる変化ポイントがヘモグロビン値が変化前に戻るOffset位置709である。

【0038】について実際の運動開始時点706とOnset位置707との差(潜時時間)、運動終了時点708とOffset位置709との差(潜時時間)をそれぞれ計算する。Onset、Offsetのそれぞれについて、その時間および潜時時間が「Onset」ウィンド712、「Offset」ウィンド713にそれぞれ表示される。

【0039】また閾値ライン702が設定されると、この閾値ライン702とヘモグロビンデータ705曲線で囲まれる領域704について面積を計算し、画面の「面積」714に値を表示する。この場合、図示するように面積計算された領域704をカラー表示或いは諧調表示によってグラフ上に表示してもよい。

【0040】さらに、例えばOnset位置707から所定の区間を指定すると、その区間における微分値、即ちヘモグロビン変化率を計算する。区間の指定および計算結果の表示は、「傾きΔt」715のウィンドで行う。この場合にも、実際の傾きを図中703で示すように直線でグラフ上に表示してもよい。

【0041】潜時時間、ヘモグロビン変化率は、既に述べたように被験者の刺激に対する反応を示す指標であり、また面積は、刺激に対し脳がどれだけ反応したかを示す指標であり、ともに機能判定に重要な情報である。操作者は、これら情報を各表示ウィンドに表示された数値として、或いはグラフ上の表示された線分や着色等によって容易に把握することができる。

【0042】なお、光計測部が複数の計測チャンネルのデータを作成し、これらデータを入力する場合には、上述した処理を各計測チャンネルのデータについて行ってもよいし、各計測チャンネルのデータのうち、有意なヘモグロビン変化のあるチャンネルのデータについてのみ数量解析を行ってもよい。その場合、生体情報演算部105において、データ読み込み401後、前処理402前或いは数量解析403～405の前に、信号の最大値と最小値が所定の閾値以上となるデータを選択する処理を加えることができる。

【0043】次に生体情報演算部105が行う処理の第二の実施形態について説明する。図8は本実施形態の具体的な処理の態様を示したもので、図9は処理のための表示画面を例示したものである。この実施形態では、図8に示すように、生体情報演算部105は、複数のヘモグロビンデータの読み込み(ステップ801)を行ない、これに加算平均処理(ステップ802)または差分処理(ステップ803)を行う。加算平均処理或いは差分処理後の処理は、第一の実施形態と同様であり、前処理としてのフィルタ処理、ベースライン処理および周波数解析(ステップ804)、ヘモグロビン変化量(微分値)計算(ステ

(6) 002-177281 (P2002-177281A)

ップ805)、変化量面積(積分値)計算(ステップ806)、Onset・Offset(潜時時間)計算(ステップ807)、計算結果の表示(ステップ808)を行う。

【0044】加算平均処理802は、例えば、多数の人を対象として、ヘモグロビン量変化グラフの微分値、積分値、潜時時間の平均値を求めるために行う。このような統計処理を行うためには、生体情報演算部105の外部記憶装置内に、多数の人の計測データを格納したデータベースを構築しておくことが好ましい。データベースは、例えば多数のデータを所定のカテゴリ(例えば性別、年齢、計測時間、地域等)やツリー構造に分類し、カテゴリ毎に読み出し可能しておくことが好ましい。そして、例えばこのようなデータベースから一定のカテゴリのデータを選択して読み出し、カテゴリ毎に処理を行う。もちろん全データについて処理を行ってもよい。

【0045】このため、画面の患者情報901において所望のカテゴリの選択と「LOAD」ボタン906を操作し、複数のヘモグロビンデータを読み込む。なお、患者情報として患者名、患者ID901の入力と「LOAD」ボタン906の操作を繰り返し、所望の複数の患者データを選択することも可能である。このようにしてデータの読み込みが完了したならば、「ADD」ボタン907を操作する。これにより、ヘモグロビンデータの加算平均処理が行われる。この加算平均処理の結果は、第一の実施例について示した図5の画面と同様に表示されるので、その後、第一の実施例と同様に、前処理およびそれに続く数量解析を行う。

【0046】これによって、第一の実施例について示した図7の画面と同様の画面に、選択したカテゴリ或いは患者群について、微分値、積分値、潜時時間の平均データが表示される。このようなデータは、個々の患者の平均値からのずれを判断するのに利用できるほか、そのまま平均テンプレートグラフとして利用できる。

【0047】差分処理803は、例えば、同一人を対象として、その患者の経過を観察するのに利用する。このため図9の画面の患者情報901を入力するとともに、「COMMENT」で計測時点を入力し、「LOAD」ボタン906を操作して、その患者の所定の計測時点におけるヘモグロビンデータを読み込む。患者名、患者IDはそのままにして、新たな計測時点を入力し、別な計測時点のヘモグロビンデータを読み込む。図9には、このようにして読み込まれた2つのグラフ902,903が表示された様子を示す。ついで「DIFF」ボタン908を操作することにより、これらグラフの差分を示すデータが表示される(図示せず)。

【0048】ついで前処理804、数量解析805～807を行ない、結果を表示する。この表示された結果によって、例えば治療の効果を定量的に確認することができる。なお、上記では同一人からの計測データについて差分処理を行う場合を説明したが、例えば一方の読み込みデータ

として、加算平均処理で作成された平均テンプレートグラフを読み込み、他方の読み込みデータとして個人の計測データを読み込み、これら読み込みデータを差分処理してもよい。この場合には、当該個人について平均値からのずれを定量的に把握することができる。

【0049】また、図8に示す実施形態では、加算平均処理802および差分処理803を行った後に、フィルタ処理、ベースライン処理、数量解析を行った場合を示したが、これら処理の順序は図示する実施形態に限定されない。即ち、例えば2データ間の差分処理のように読み込みデータ数が少ない場合には、読み込んだデータのそれぞれについてフィルタ処理、ベースライン処理を施し、その後、加算、差分等の処理を行ってもよい。

【0050】また図8に示す処理を全て行うのではなく、所望の処理のみを行ってもよい。例えば差分のみ行ない、その後の処理を省略することも可能である。以上、本発明の生体光計測装置の実施形態を説明したが、本発明はこれら実施形態に限定されることなく、種々の変更が可能である。例えば、光計測部として光トポグラフィ装置を用いた場合を説明したが、単独の発光素子と受光素子からなる光計測装置であっても適用できる。

【0051】また被検体内物質の濃度に対応する信号として、ヘモグロビン濃度信号を例に説明したが、ヘモグロビン濃度信号は酸素化ヘモグロビン、脱酸素化ヘモグロビン、全ヘモグロビンでもよいし、それ以外の生体内物質例えばチトクロームa、a3やミオグロビン等についても、光の波長を適宜選択することにより同様に適用することが可能である。

【0052】

【発明の効果】本発明によれば、生体光計測で得られる被検体内物質の濃度情報を用いて、診断等により重要な数値データを作成し、直接表示することができるので、光計測の有効な臨床応用を可能にすることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の生体光計測装置の概要を示す図

【図2】生体光計測装置のプロープを示す図

【図3】生体光計測装置の光計測部を示す図

【図4】本発明の生体光計測装置の信号処理部が行う処理の一実施形態を示す図

【図5】データの読み込みを行うための画面の一例で、処理前のデータを示す図。

【図6】前処理を行うための画面の一例で、図5のデータを処理した状態を示す図

【図7】数量解析を行うための画面の一例で、図6のデータを処理した状態を示す図

【図8】本発明の生体光計測装置の信号処理部が行う処理の他の実施形態を示す図

【図9】図8の実施形態においてデータの読み込みを行うための画面の一例を示す図。

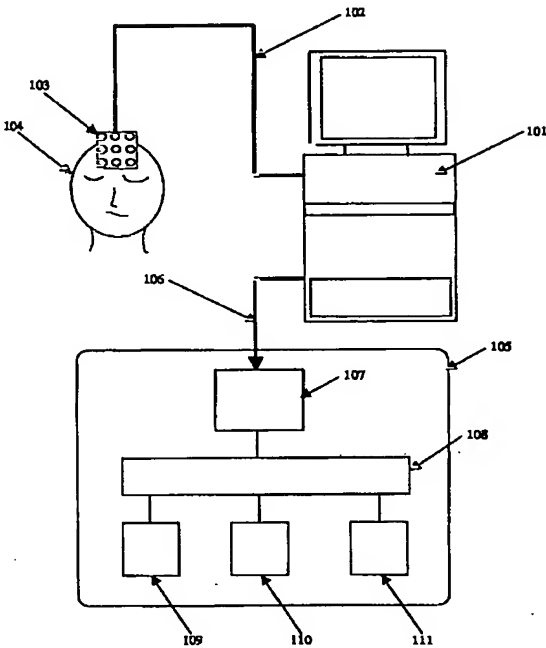
【符号の説明】

!(7) 002-177281 (P2002-177281A)

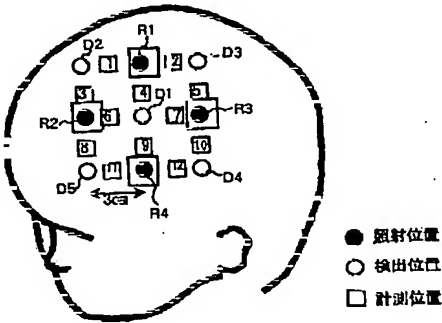
101・・・光計測部
103・・・プローブ

105・・・生体情報演算部（信号処理部）
111・・・表示装置

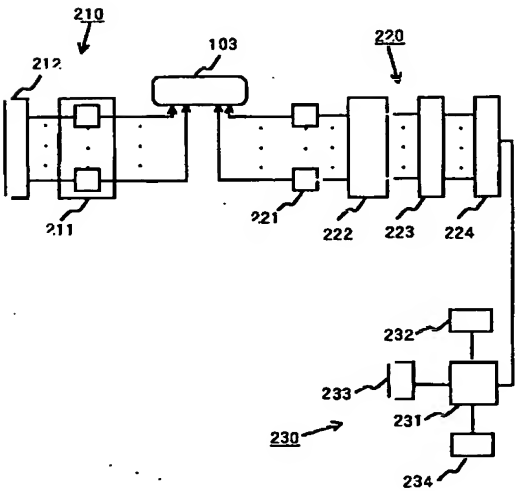
【図1】



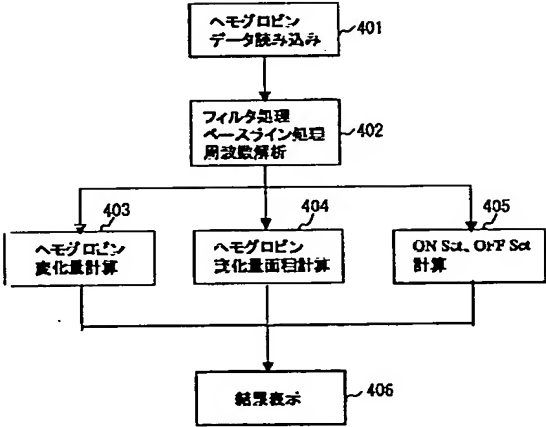
【図2】



【図3】

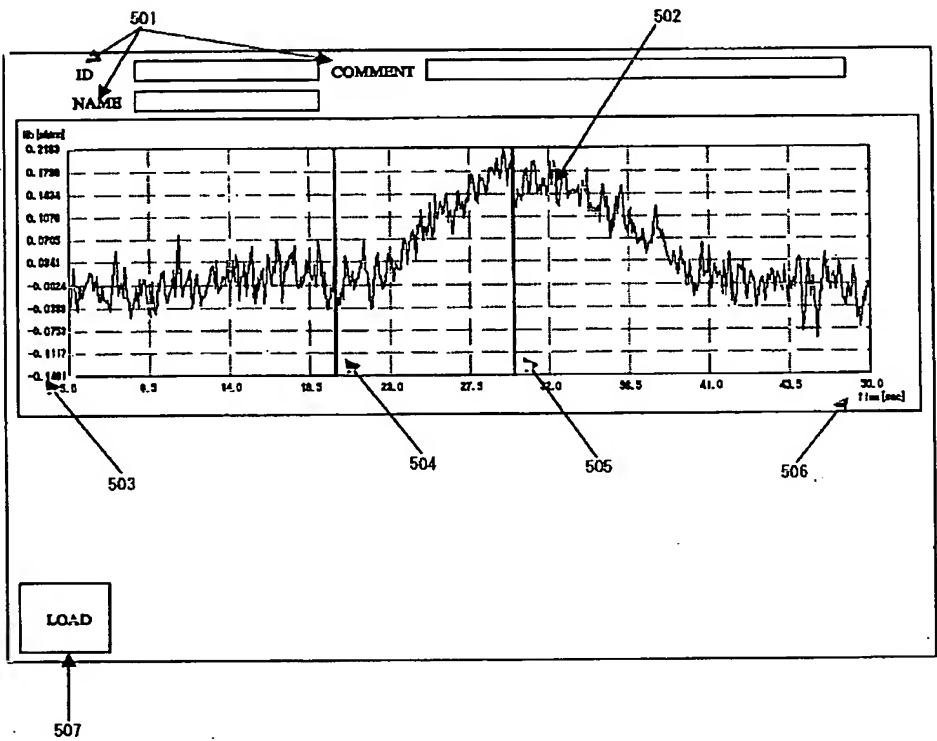


【図4】

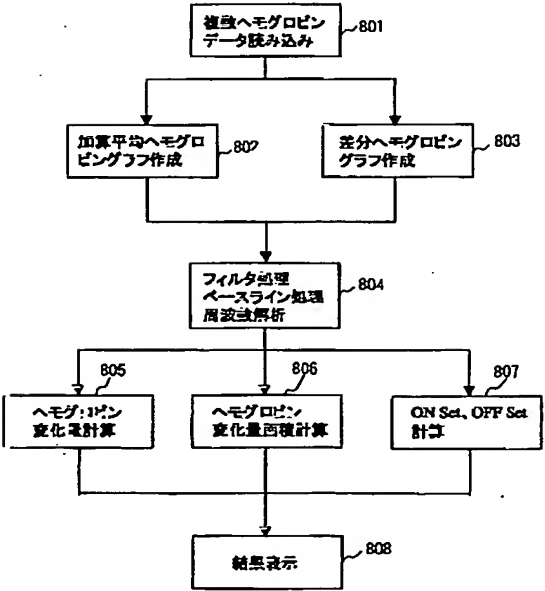


!(8) 002-177281 (P2002-177281A)

【図5】

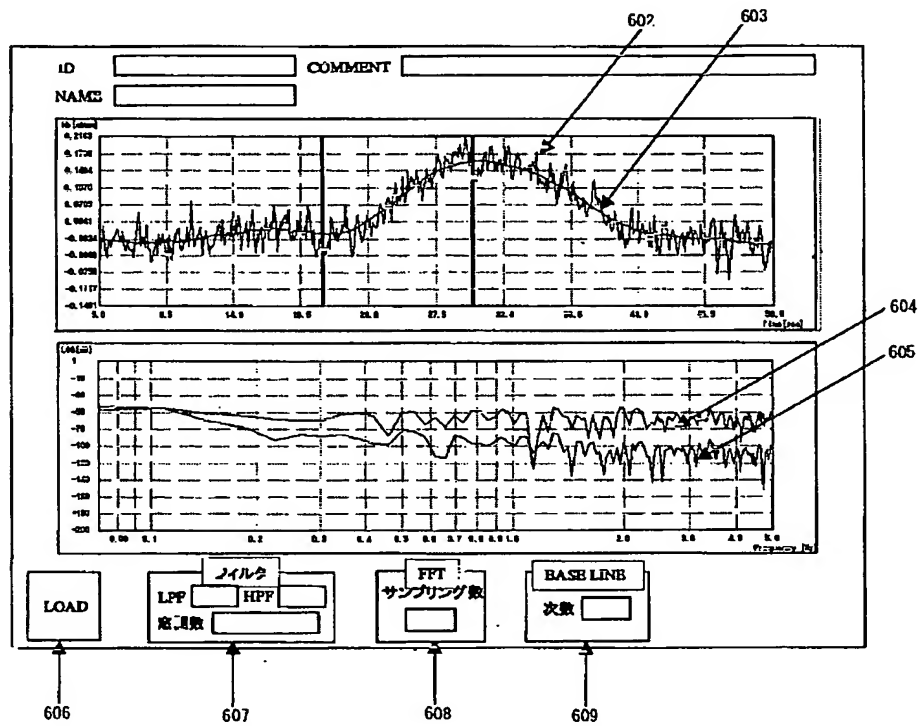


【図8】



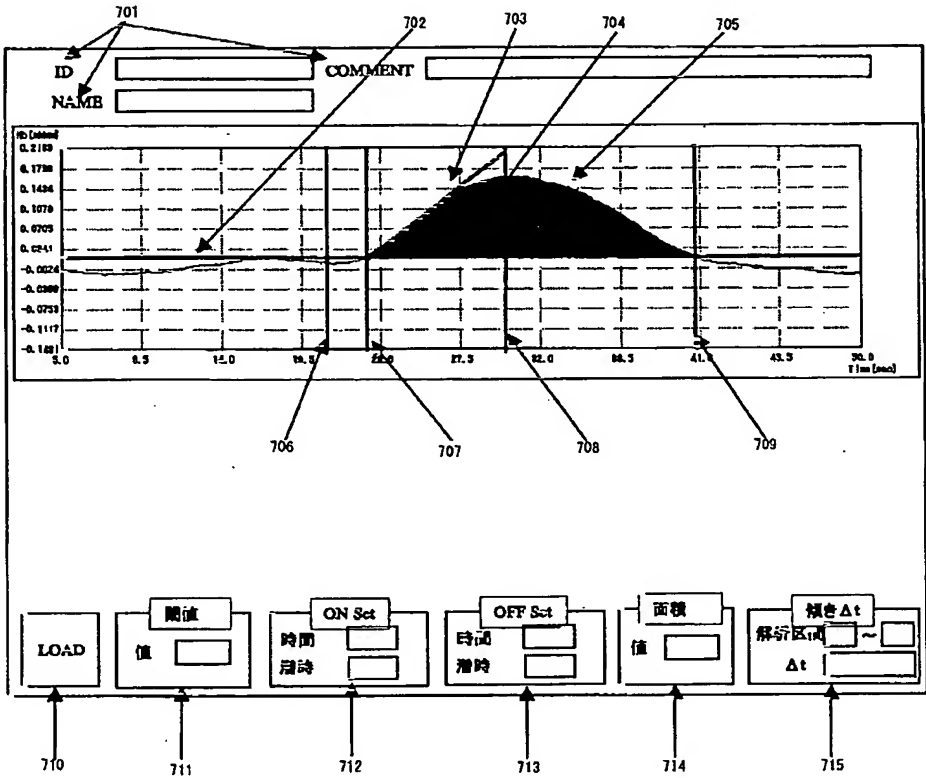
!(9) 002-177281 (P2002-177281A)

【図6】



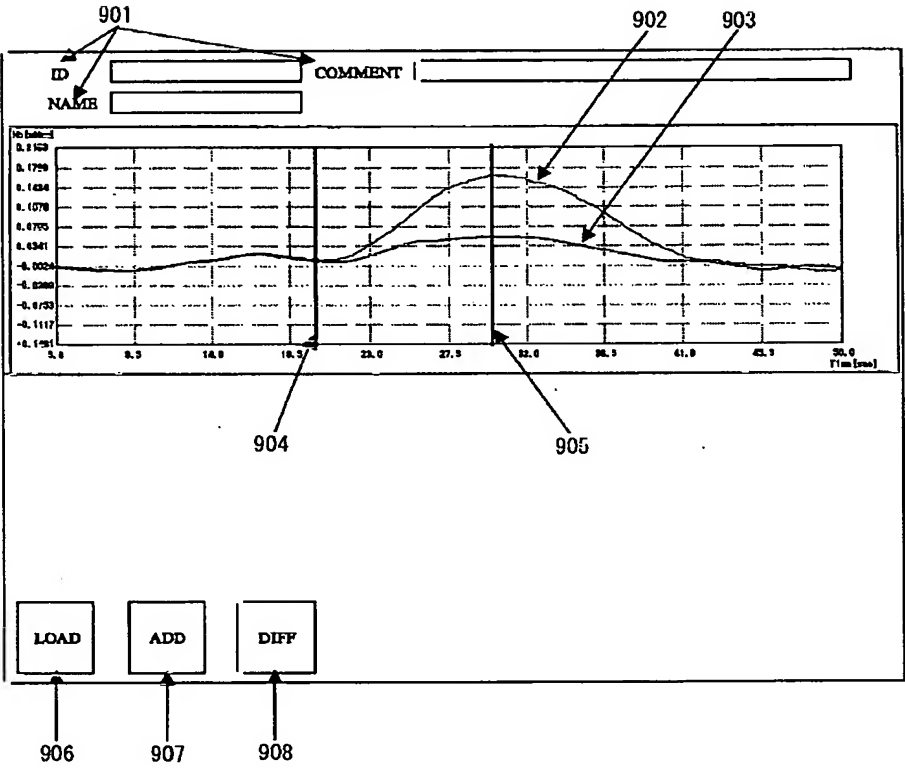
(電0) 02-177281 (P2002-177281A)

【図7】



(第 1)) 02-177281 (P2002-177281A)

【図 9】



(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号
特開2000-163569
(P2000-163569A)

(43) 公開日 平成12年6月16日 (2000.6.16)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テマコード* (参考)
G 0 6 T 5/00		G 0 6 F 15/68	3 5 0 5 B 0 5 7
H 0 4 N 1/409		H 0 4 N 5/21	Z 5 C 0 2 1
5/21		1/40	1 0 1 C 5 C 0 7 7

審査請求 未請求 請求項の数10 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願平10-339385

(22) 出願日 平成10年11月30日 (1998. 11. 30)

(71) 出願人 000006013

三菱電機株式会社

東京都千代田区丸の内二丁目2番3号

(72) 発明者 三宅 洋一

千葉県佐倉市ユウカリが丘一丁目41番1号

(72) 発明者 宮田 公佳

東京都千代田区丸の内二丁目2番3号 三

菱電機株式会社内

(74) 代理人 100102439

弁理士 宮田 金雄 (外2名)

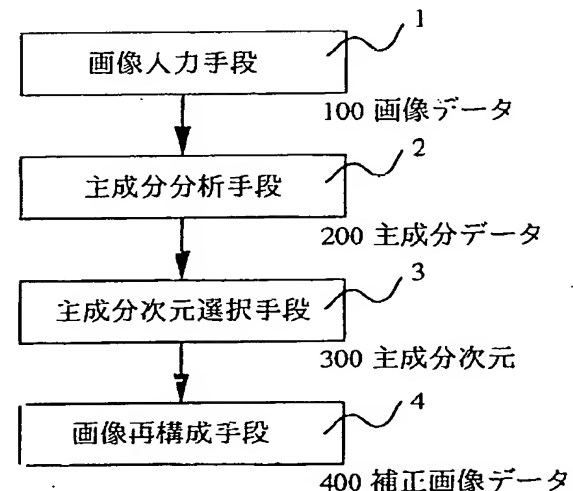
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画質改善方法及び画質改善装置

(57) 【要約】

【課題】 従来のノイズ除去方法は平滑化フィルタによりノイズを信号と平均化してノイズを信号に隠蔽し、かつ信号成分はエッジなどの情報を失い、復元時エッジ強調処理を行うと、隠蔽したノイズが再び顕在化し、画質改善の効果を失うばかりか、更なる画質劣化を誘発する要因ともなっていた。

【解決手段】 本発明は画像データを主成分分析を主成分分析手段で実行する工程と、画像データを再構成するために必要とされる主成分の次元を主成分次元選択手段で決定する工程と、主成分データから画像データを画像再構成手段で再構成する工程とを備える。



(2) 000-163569 (P2000-163569A)

【特許請求の範囲】

【請求項1】 n 次元データで構成されるデジタル画像のノイズを除去し、画像を再構成する画質改善方法において、 n 次元データで構成されるデジタル画像に対して主成分分析を適用し、前記主成分分析の結果得られた第1から第 n までの主成分により画像を記述する主成分分析工程と、第1から第 n までの主成分から第 m 主成分 ($m \leq n$) までを選択する主成分次元選択工程と、この選択結果により第 m 主成分までを用いて画像を再構成する画像再構成工程とを有することを特徴とする画質改善方法。

【請求項2】 再構成される画像の画像データを小領域に分割する分割工程と、分割された各々の小領域毎に n 次元データで構成されるデジタル画像に対して主成分分析を適用し、前記主成分分析の結果得られた第1から第 n までの主成分により画像を記述する主成分分析工程と、第1から第 n までの主成分から第 m 主成分 ($m \leq n$) までを選択する主成分次元選択工程と、この選択結果により第 m 主成分までを用いて画像を再構成する画像再構成工程とを有することを特徴とする画質改善方法。

【請求項3】 分割工程は再構成される画像の画像データを h 画素 $\times v$ 画素からなる空間的な小領域に分割することを特徴とする請求項2に記載の画質改善方法。

【請求項4】 分割工程は再構成される画像の画像データを画素値の量子化方向に関して小領域に分割することを特徴とする請求項2に記載の画質改善方法。

【請求項5】 分割工程は再構成される画像における画像データの統計的または形状等の特徴量に基づいて小領域に分割することを特徴とする請求項2に記載の画質改善方法。

【請求項6】 分割工程は再構成される画像の画像データを記述しているデジタル値空間から、三刺激値などにより構成される色空間へ変換し、変換後の色空間の画像を小領域に分割することを特徴とする請求項2に記載の画質改善方法。

【請求項7】 主成分の次元を決定する主成分次元選択工程は主成分分析により得られる累積寄与率を計算し、累積寄与率に基づいて画像再構成のための主成分次元を決定することを特徴とする請求項1から請求項5に何れかに記載の画質改善方法。

【請求項8】 主成分の次元を決定する主成分次元選択工程は、分割された各々の領域において個別に決定するか、または一様に決定するかを選択する工程を有することを特徴とする請求項6に記載の画質改善方法。

【請求項9】 再構成される画像の画像データを小領域に分割する工程は、画質改善対象の画像データに対して平滑化処理を行う補助工程と、前記平滑化された画像に対して領域分割を行う工程と、前記領域分割の結果を保持する補助工程とを有し、主成分分析工程は前記平滑化された画像から得られた分割領域毎に前記画像データを

主成分分析することを特徴とする請求項2から請求項8の何れかに記載の画質改善方法。

【請求項10】 n 次元データで構成されるデジタル画像のノイズを除去し、画像を再構成する画質改善装置において、 n 次元データで構成されるデジタル画像に対して主成分分析を適用し、前記主成分分析の結果得られた第1から第 n までの主成分により画像を記述する主成分分析手段と、第1から第 n までの主成分から第 m 主成分 ($m \leq n$) までを選択する主成分次元選択手段と、この選択結果により第 m 主成分までを用いて画像を再構成する画像再構成手段とを有することを特徴とする画質改善装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】この発明は、画像中に混入されたノイズを除去することにより画質を補正する方法および装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】図17は例えば、画像工学の基礎（安居院猛，中嶋正之，昭晃堂，pp.30, 1988）に示された従来のノイズ除去手法である。ノイズを除去して画質補正を実行しようとするデジタル画像データに対して3画素 $\times 3$ 画素の平均化フィルタを作用させ、画像に混入しているノイズの振幅を平均化させることにより、ノイズを目立たなくさせて画質改善を図っている。

【0003】また、平均化フィルタに代えて、中央値フィルタなどを作用させてノイズを除去する手法も良く知られている。

【0004】さらに、画像データをフーリエ変換等の直交変換により周波数領域に変換し、周波数領域においてノイズを除去するWienerフィルタ等の手法も用いられている。

【0005】主成分分析はデータの冗長性を削減し、オリジナルデータをより低次元で表現することが可能な手法として多くの分野で用いられている。画像処理の分野においても画像圧縮などに適用されている例があるが、ノイズ除去のために適用した例はない。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】画像データは被写体本来の情報を表している信号の成分と、様々な理由により混入されるノイズの成分とが混在している。ノイズ成分は画質劣化の要因となるため、ノイズ除去は画質を改善するためには非常に重要な画像処理技術である。

【0008】従来のノイズ除去手法は平滑化フィルタに代表されるように、ノイズを信号と平均化することにより目立たなくし、その結果として観察時の画質を改善していた。しかし、厳密な意味ではノイズは除去されたのではなく、信号に隠蔽されただけである。さらに平滑化フィルタにより信号成分はエッジなどの情報を失うこと

!(3) 000-163569 (P2000-163569A)

となり、これを復元させるためにエッジ強調処理を行うと、隠蔽したはずのノイズが再び顕在化し、画質改善の効果を失うばかりか、更なる画質劣化を誘発する要因ともなっていた。

【0009】この発明は上記のような問題点を解決するためになされたもので、ノイズが混入されて画質が劣化している画像から、鮮鋭性を損なうことなくノイズを除去し、画質を改善するとともに、主成分分析により画像の冗長性を削減し、画像データを圧縮することを目的とする。

【0010】

【課題を解決するための手段】この発明に係る請求項1記載の画質改善方法は、画像データを主成分分析を実行する工程と、画像データを再構成するために必要とされる主成分の次元を決定する工程と、主成分データから画像データを再構成する工程とを備えるものである。

【0011】この発明に係る請求項2記載の画質改善方法は、再構成される画像の画像データを小領域に分割する分割工程を付加し、分割された各々の小領域毎に画像データの主成分分析をし、画像データを再構成するために必要とされる主成分の次元を決定し、決定された主成分データから画像データを再構成するものである。

【0012】この発明に係る請求項3記載の画質改善方法は、小領域に分割する分割工程は再構成される画像の画像データをh画素×v画素からなる空間的な小領域に分割するものである。

【0013】この発明に係る請求項4記載の画質改善方法は、小領域に分割する分割工程は再構成される画像の画像データを画素値の量子化方向に関して小領域に分割するものである。

【0014】この発明に係る請求項5記載の画質改善方法は、小領域に分割する分割工程は再構成される画像における画像データの統計的または形状等の特徴量に基づいて小領域に分割するものである。

【0015】この発明に係る請求項6記載の画質改善方法は、小領域に分割する分割工程は再構成される画像の画像データを記述しているデジタル値空間から、三刺激値などにより構成される色空間へ変換し、変換後の色空間の画像を小領域に分割するものである。

【0016】この発明に係る請求項7記載の画質改善方法は、主成分の次元を決定する主成分次元選択工程は主成分分析により得られる累積寄与率を計算し、累積寄与率に基づいて画像再構成のための主成分次元を決定するものである。

【0017】この発明に係る請求項8記載の画質改善方法は、主成分の次元を決定する主成分次元選択工程は、分割された各々の領域において個別に決定するか、または一様に決定するかを選択する工程を有するものである。

【0018】この発明に係る請求項9記載の画質改善方

法は、小領域に分割する再構成される画像の画像データを小領域に分割する工程は、画質改善対象の画像データに対して平滑化処理を行う補助工程と、前記平滑化された画像に対して領域分割を行う工程と、前記領域分割の結果を保持する補助工程とを有し、主成分分析工程は前記平滑化された画像から得られた分割領域毎に前記画像データを主成分分析するものである。

【0019】この発明に係る請求項10記載の画質改善装置は、n次元データで構成されるデジタル画像に対して主成分分析を適用し、前記主成分分析の結果得られた第1から第nまでの主成分により画像を記述する主成分分析手段と、第1から第nまでの主成分から第m主成分($m \leq n$)までを選択する主成分次元選択手段と、この選択結果により第m主成分までを用いて画像を再構成する画像再構成手段とを有するものである。

【0020】

【発明の実施の形態】実施の形態1. 図1はこの発明の実施の形態1の装置の概略を示す構成図である。図1において、1は画像データ100を入力する画像入力手段、2は画像入力手段1で入力された画像データ100の主成分を演算する主成分分析手段、3は主成分分析手段2で分析された主成分データ200を基に画像の再構成に用いる主成分次元数300の選択をする主成分次元選択手段、4は主成分次元選択手段で選択された主成分次元数300から画像データ400を再構成する画像再構成手段である。なお、400は再構成された画像データである。

【0021】主成分分析手段2で実行する主成分分析は多変量解析手法の一種である。多変量解析手法は多変量の測定値が得られたとき、線形変換によって変量間の相関をなくし、より少ない変量によって測定対象の特徴を記述しようとする手法である。今、ある画像データの画素値を表すk種($k \geq 2$)の変量($1_x, 2_x, \dots, k_x$)がn組($1_{xj}, 2_{xj}, \dots, k_{xj}$)($j = 1, 2, \dots, n$)得られたとする。画像を記述するための新しい変量zを以下のようにこれらの変量 i_x の1次結合で表すことを考える。

$$z = a_1 1_x + a_2 2_x + \dots + a_k k_x \quad \dots (1)$$

【0022】この時、係数 a_i ($i = 1, 2, \dots, K$)を $\sum a_i^2 = 1$ の条件のもとでzの分布が最大になるように定めると、変量zは第1主成分と呼ばれ、係数 $a = (a_1, a_2, \dots, a_k)$ は第1主成分ベクトルと呼ばれる。第1主成分ベクトルは分布の分散が最大の方向となる。いま、第1主成分zを 1_z 、第1主成分ベクトルaを1と書くと、第 α 主成分 α_z および第 α 主成分ベクトル α_a は以下の2つの条件を満たすように決定される。コンピュータによる実際の演算には、ラグランジュの未定係数法などを用いる。

(条件1) $\alpha_a \alpha_{a1} = 1$

(条件2) 第 α 主成分 α_z は β_z ($\alpha \neq \beta$)と無相関

(4) 000-163569 (P2000-163569A)

で、その分散 $v\{\alpha_i\}$ が $v\{\alpha_j\} \geq v\{\beta_j\}$ ($\alpha \geq \beta$) を満足する。

【0023】図2は、2変数の場合を例としたデジタル値と主成分との関係を表している。横軸はRデータ、縦軸はGデータを示している。黒点は画素データを表しており、RG平面内に分布している。このような分布を持つ画像データに対して主成分分析を行うと図中に示されている第1主成分軸と第2主成分軸が得られる。各主成分は前述の通りRGデータの1次結合で表されている。ここに示す例では、第1主成分はその画像の持つ情報、即ち信号成分を最も良く表している変数であり、第2主成分がノイズ成分となる。黒丸で示されている画像データには信号成分とともにノイズ成分も含まれているが、第1主成分軸へ射影される事によりノイズ成分は除去される。ここに示す例の通り、画像データに対して主成分分析を適用し、ノイズ成分を多く含んでいる主成分を削除した後に画像を再構成することにより、ノイズを除去することが可能となる。

【0024】図2は2次元データを例として説明しているが、デジタル画像データは一般的にRGBの3次元であり、この画像データから主成分分析により計算される主成分の次元も3次元である。図2に示した例と同様に、計算された第1主成分は信号成分を最もよく表しており、第2主成分、第3主成分になるにしたがってノイズ成分が多く含まれるようになる。

【0025】Dをデジタル画像のある1画素のベクトルデータ、 p_i を第i主成分ベクトルとすると、再構成された画素ベクトルDは式(2)から(7)により求められる。

【0026】

【数1】

$$D = \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} \quad \dots \dots \quad (2)$$

$$p_i = \begin{bmatrix} p_{i1} \\ p_{i2} \\ p_{i3} \end{bmatrix} \quad \dots \dots \quad (3)$$

$$P_1 = [p_1 \quad 0 \quad 0]^T \quad \dots \dots \quad (4)$$

$$P_2 = [p_1 \quad p_2 \quad 0]^T \quad \dots \dots \quad (5)$$

$$P_3 = [p_1 \quad p_2 \quad p_3]^T \quad \dots \dots \quad (6)$$

$$D' = P_i D \quad \dots \dots \quad (7)$$

【0027】ここで、0はゼロベクトル、iは削減した結果の次元であり、tは転置を表している。 P_1 は第1主成分だけを用いて画像を再構成する際に用いられる変換行列、 P_2 、 P_3 はそれぞれ第2主成分、第3主成分を用いて画像を再構成する際に用いられる変換行列であ

る。式(2)により表される画素データは選択された主成分次元だけを用いるように式(4)から(6)のいずれかの変換行列を用いる。第1主成分だけを用いて画像を再構成するときには $i = 1$ となり、式(4)の変換行列が用いられる。第2主成分まで用いるならば式(5)、第3主成分までを用いるならば式(6)に示す変換行列がそれぞれ用いられる。

【0028】主成分次元選択手段3での、ノイズ削減のための主成分の次元を決定する方法は主成分分析手段2での演算結果である画像の主成分データ200の累積寄与率を算出し、この累積寄与率が予め設定された累積寄与率を越えた次元までを選択する。この累積寄与率はもとの画像データの情報をどの程度表現しているかを表す指標である。

【0029】次に動作について説明する。画像入力手段1で入力された画像データ100はまず主成分分析手段2により主成分が演算され、その結果として画像の主成分データ200が算出される。この主成分データ200はデジタル値からの1次結合として算出される。補正画像は主成分次元の選択手段3により累積寄与率を用いて定められた上位の主成分だけを用いて画像再構成手段4でデジタル値へと変換され、画像データ400が再構成される。

【0030】続いて本実施の形態における効果について説明する。上位の主成分は本来画像の有している情報を記述している変数であり、以上のように、上位の主成分だけを用いて画像を再構成するようにしているので、下位の主成分に多く含まれているノイズを除去することができる。除去するのはノイズ成分だけであり、本来画像の持つエッジなどの信号は保持されるので、鮮鋭性を損なうことなくノイズを除去することが可能となり画質を改善することができる。

【0031】なお、ノイズ除去のためには、画像の再構成に使用する主成分の次元を決定しなければならない。しかしこの際、効果的にノイズ成分を除去するためには、削減する主成分をどのように決定するかが重要である。第3主成分までを用いて画像を再構成するとノイズ除去の効果は皆無となる。第1主成分のみを使って低次元近似を行った場合、ノイズ除去効果は高くなるが、低次元近似による情報損失も大きくなり、両者はトレードオフの関係となる。本実施の形態においては累積寄与率を用いて画像再構成に使用する主成分の次元を決定することにより、経験によらず自動的に本手法を適用してノイズを除去できる。

【0032】実施の形態2。上記の実施の形態1では、画像全体に対して主成分分析を実行するようにしたものであるが、次に画像を空間的に領域分割した後に本手法を適用する実施の形態を示す。

【0033】図3は、このような場合の、空間的領域分割の例を示している。H画素×V画素からなる入力画像

(5) 000-163569 (P2000-163569A)

は、任意の大きさ h 画素 \times v 画素の小領域に分割される。分割された小領域に対してそれぞれ個別に実施の形態 1 に示す手法を適用する。

【0034】次に動作について説明する。まず、画質補正対象の画像を空間的に領域分割する。次に分割された各領域毎に主成分分析を適用し、実施の形態 1 と同様にノイズと見なす下位の主成分を削除する。最後に上位の成分を用いて各領域毎に画像データを再構成する。

【0035】次に効果について説明する。一般的に画像処理する時、画像劣化は画像の位置に依存せず一様に劣化しているとの仮定に基づいて行われる。しかしながら、実際には画像入力装置のレンズ系における周辺光量の低下などの理由により、画像の位置により劣化の程度は異なっている。このような場合にも画像を空間的な小領域に分割し、各々の領域毎に適用しているため本実施の形態により画質を改善することができる。

【0036】実施の形態 3。上記の実施の形態 2 は、空間的に画像を分割したものであるが、画像を画像データの深さ方向すなわちデジタル値空間で分割し、分割された各々の領域毎に適用してもよい。

【0037】図 4 は、このような場合の、デジタル値方向における領域分割して画質を改善する装置の概略を示す構成図である。図 4 において、1 は画像データを入力する画像入力手段、5 は画像入力手段 1 で入力された画像データをデジタル値方向に小領域に分割する領域分割手段、6 は領域分割手段 5 で分割された小領域毎に画像データの主成分を演算する領域毎主成分分析手段、7 は領域毎主成分分析手段 6 で分析された主成分データを基に画像の再構成に用いる主成分次元数の選択をする領域毎主成分次元選択手段、4 は領域毎主成分次元選択手段 7 で選択された主成分次元数から画像データを再構成する画像再構成手段である。

【0038】デジタル値方向における領域分割して画

$$r = \frac{R}{R+G+B} \quad \dots \dots \dots (8)$$

$$g = \frac{G}{R+G+B} \quad \dots \dots \dots (9)$$

$$b = \frac{B}{R+G+B} \quad \dots \dots \dots (10)$$

$$\begin{pmatrix} o \\ p \\ q \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sqrt{3} & \sqrt{3} & \sqrt{3} \\ -1/\sqrt{2} & 1/\sqrt{2} & 0 \\ -1/\sqrt{6} & -1/\sqrt{6} & 2/\sqrt{6} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} r \\ g \\ b \end{pmatrix} \quad \dots \dots \dots (11)$$

【0043】この変換により得られた p q 座標軸は RGB デジタル値空間の単位面と同一平面内にあり、単位面の重心を原点として直交している。 o 軸は RGB 空間の原点と単位面の重心を通っている。この o p q 座標系を用いた領域分割は以下の手順で行われる。まず原点から単位面の各辺への垂線を境界として Red, Green, Blue

質を改善する手順は次のとおりである。まず画像入力手段 1 で入力された画質補正対象の画像データに対して領域分割手段 5 でデジタル値空間において領域分割を行う。次に、領域毎主成分分析手段 6 で各々の領域において主成分分析を適用した後、領域毎主成分次元選択手段 7 で各々の領域においてノイズを除去する。最後に、画像再構成手段 4 により主成分データから画像を再構成する。なお、領域毎主成分次元選択手段 7 で各々の領域におけるノイズを除去する方法は実施の形態 1 で述べた方法と同様である。

【0039】図 5 は例として、2 次元データに対して行った領域分割を用いた主成分分析の模式図である。横軸は R データ、縦軸は G データであり、黒点は画素データである。画像には人物や背景などの様々な物体が含まれているため、画素データは RG 平面で物体毎にいくつかの集合をなすように分布する。図 5 では例として 2 つの集合が示されている。これらの集合をデジタル値空間において異なる領域として分割し、各々の領域において主成分分析を適用した結果として得られた主成分が図中に示されている。領域 1 における第 1 主成分が P_{11} 、第 2 主成分が P_{12} であり、領域 2 における第 1 主成分が P_{21} 、第 2 主成分が P_{22} である。

【0040】RGB 3 チャネルで構成される画像データに対しても同様にデジタル値空間において領域分割を行うことができる。カラー画像の領域分割には様々な手法が用いられているが、ここではデジタル RGB 値に基づいて入力画像を Red, Green, Blue, Skin, Gray, Black の 6 つの色カテゴリへ領域分割し、その後、各カテゴリにおいて主成分分析を行う例を挙げる。

【0041】デジタル値空間における領域分割は RGB 値から次式により o p q 値へと変換して行われる。

【0042】

【数 2】

の領域を決定する。また、単位面の重心、即ち原点を中心とした半径 r_g 内の領域を Gray 領域とし、Gray 領域内で $o \leq k_{th}$ となる領域を Black 領域とする。最後に、予め統計的に定められた肌色領域を近似する確率楕円内の領域を Skin 領域とする。以上の手法により、入力画像は 6 つの色カテゴリへと領域分割される。図 6 は、このような

(6) 000-163569 (P2000-163569A)

場合の、デジタル値方向における領域分割の説明図である。図7はデジタル値空間において分割された領域の例を示している。

【0044】次に動作について説明する。図8は領域分割を用いた場合の手順を説明している図である。まず、入力された画像データが上記手法により図示のようにS個の領域に分割される。次に、分割された各々の領域において主成分分析を行い、続いてノイズ成分を削除して画像を再構成する。最後に、各領域を統合して補正画像を得る。

【0045】続いて効果について説明する。一般的に、画像には多くの被写体が含まれているが、画像データ全体に対して主成分分析を行うのではなく、小領域に分割した後に行う方がより低次元で元の情報を表すことができる。低次元で近似できることは、すなわちノイズ除去の効果が高いことを意味している。

【0046】例えば、Red領域における第1主成分は赤軸とみなすことができる。この赤軸からずれているほどノイズである可能性が高くなる。

【0047】実施の形態4. 画像の領域分割を行う際には、画像の有する統計的性質や、画像中の被写体の形状などの特徴量を用いることにより適応的に領域分割を行うことが可能となり、ノイズ除去の効果を向上させることが可能となる。

【0048】実施の形態4の構成は図4に示す前記実施の形態3の構成図と同様である。前記実施の形態3では、領域分割手段5は入力画像データをデジタル値方向に小領域に分割したが、実施の形態4では画像の有する統計的性質や、画像中の被写体の形状などの特徴量を用いて小領域に分割する

【0049】次に動作について説明する。図9は、このような場合の、形状を考慮した領域分割の手順である。まず画像入力手段1で画像データを入力する(S1)。次に入力された画質補正対象の画像データに対して領域分割手段5で形状等に注目して小領域に領域分割を行う(S2)。続いて、領域毎主成分分析手段6で各々の領域において主成分分析を適用し(S3)た後、領域毎主成分次元選択手段7で各々の領域においてノイズを除去する(S4)。最後に、画像再構成手段4により選択された主成分だけを用いて画像を再構成する(S5)。

【0050】形状等に注目した領域分割は、例えば画像データからエッジ検出オペレータを作用させることにより画像のエッジを抽出し、抽出されたエッジで作られる閉領域を一つの領域とするなどの手法を用いる。これを画像全体に対して適用し、必要に応じて孤立点除去等の

処理を行う。

【0051】テクスチャに着目した領域分割も有効である。テクスチャは閉領域における統計的性質に基づいて判別することができ、領域分割に際して同一の統計的性質を有する領域は同一のテクスチャを有する領域として空間的に隣接していなくても同一領域として分類する。図10は、このような場合の、形状を考慮した行われた領域分割の例である。

【0052】続いて効果について説明する。形状等の特徴を用いることにより領域分割の精度を向上させることができるため、画質を改善することが可能となる。

【0053】実施の形態5. 実施の形態3では画像データを構成している3つのデジタル値を用いて領域分割を行ったが、所定の手段を用いてデジタル値空間から色空間へ変換し、この色空間において画像を分割する方法について説明する。

【0054】図11は、実施の形態5による装置の概略を示す構成図である。図11において、1は画像データを入力する画像入力手段、8は入力画像データを所定の手法により色空間へと変換する色空間変換手段、5は変換された色空間において領域分割を行い小領域に分割する領域分割手段、6は領域分割手段5で分割された小領域毎に画像データの主成分を演算する領域毎主成分分析手段、7は領域毎主成分分析手段6で分析された主成分データを基に画像の再構成に用いる主成分次元数の選択をする領域毎主成分次元選択手段、9はデジタル値空間に変換するデジタル値空間変換手段、4は領域毎主成分次元選択手段7で選択され、デジタル値空間変換手段9によりデジタル値に変換された主成分次元数から画像データを再構成する画像再構成手段である。

【0055】次に動作について説明する。図12は、このような場合の、色空間への変換手順を示している。ここでは色空間として三刺激値XYZ空間を考える。三刺激値XYZは国際照明委員会によって定められた表色のための空間である。まず画像データを構成しているR、G、Bのデジタル値から、式(12)に示されるモニタの特性式を用いて各原色の発光輝度 L_R 、 L_G 、 L_B を算出する。式(12)において、 k_{r1} 、 k_{g1} 、 k_{b1} はデジタル値と発光輝度とを近似する曲線の回帰係数である。続いて式(13)に示される加法混色モデルを用いて、各原色の発光輝度から三刺激値X、Y、Zへ変換する。式(13)において、 m_{11} から m_{33} までの係数はモニタの原色の三刺激値から決定される係数である。

【0056】

【数3】

!(7) 000-163569 (P2000-163569A)

$$\begin{aligned}\ln\left(\frac{L_R}{L_{R\max}}\right) &= k_{r1} + k_{r2} \ln\left(\frac{R}{255}\right) + k_{r3} \left\{ \ln\left(\frac{R}{255}\right) \right\}^2 \\ \ln\left(\frac{L_G}{L_{G\max}}\right) &= k_{g1} + k_{g2} \ln\left(\frac{G}{255}\right) + k_{g3} \left\{ \ln\left(\frac{G}{255}\right) \right\}^2 \quad \dots \quad (12) \\ \ln\left(\frac{L_B}{L_{B\max}}\right) &= k_{b1} + k_{b2} \ln\left(\frac{B}{255}\right) + k_{b3} \left\{ \ln\left(\frac{B}{255}\right) \right\}^2\end{aligned}$$

$$\begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} \\ m_{31} & m_{32} & m_{33} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} L_R \\ L_G \\ L_B \end{pmatrix} \quad \dots \quad (13)$$

【0057】デジタル値空間から三刺激値空間への変換は、式(12)および(13)に示される通り、画像表示装置の赤、緑、青の各原色の三刺激値と、各原色におけるデジタル値に対する発光輝度との関係から定式化することができる。必要に応じて、数式によらずルックアップテーブルを用いてデジタル値から三刺激値への変換を行ってもよい。

【0058】続いて効果について説明する。デジタル値は画像装置の駆動信号であるため、色情報を直接与えるものではなく、そのためのパラメータにすぎない。三刺激値は色を表すための変数であるため、三刺激値を用いることにより人間の視覚に基づいた領域分割を行うことができる。このため、人間の視覚に合致するように画質を改善することが可能となる。

【0059】実施の形態6. 主成分次元選択手段において、分割された各々の領域において個別に決定するか、あるいは一様に決定するかを選択できるように構成してもよい。図13は、このような場合の、画像再構成に用いる主成分次元を各領域毎に決定する手段の構成図である。

【0060】図13において、1は画像データを入力する画像入力手段、5は画像入力手段1で入力された画像データを小領域に分割する領域分割手段、6は領域分割手段5で分割された小領域毎に画像データの主成分を演算する領域毎主成分分析手段、10は画像データ全体に同一の主成分次元を用いるか、領域毎に主成分次元を選択するか切替える主成分次元選択切替手段、7は領域毎主成分分析手段6で分析された主成分データを基に画像の再構成に用いる主成分次元数を領域毎に選択する領域毎主成分次元選択手段、11は画像データ全体に用いる同一の主成分次元数を選択する一括主成分次元選択手段、4は領域毎主成分次元選択手段7又は一括主成分次元選択手段11で選択された主成分次元数から画像データを再構成する画像再構成手段である。

【0061】領域毎主成分次元選択手段7は領域毎に累積寄与率を算出し、オペレータにより入力されるか、あるいは予め設定された累積寄与率の閾値と比較し、閾値を越えたところまでの主成分次元を用いる。

【0062】続いて効果について説明する。画像には非

常に様々な情報が含まれており、領域分割を行ったとしても各々の領域毎に信号成分とノイズ成分の存在比率は異なる。したがって領域毎に再構成のための主成分次元を決定することにより、画像に適応したノイズ除去ができるようになり画質が改善される。一括して主成分次元を決定する場合には、領域毎に主成分次元を決定する必要がなく簡易に主成分次元を決定することができる。一括して主成分次元を決定する場合においても領域分割を行うことにより画質を改善することができる。

【0063】実施の形態7. 本方法では画像を信号成分とノイズ成分とに分離し、ノイズ成分だけを除去している。このためこの方法により信号は劣化しないため、本方法を他の画質改善の前処理あるいは後処理として作用させることにより画質を改善することが可能となる。図14は、このような場合の、本方法を前処理として適用している手順である。

【0064】次に動作について説明する。画像データを入力する(S1)。入力された画像データに対して主成分分析を行い(S3)、画像の再構成に用いる主成分次元数を選択する(S4)。選択された主成分だけを用いてノイズを除去して画像を再構成する(S5)。その後、エッジ強調処理を適用する(S6)。

【0065】続いて効果について説明する。一般的な画像では、ノイズ混入とともに画像の鮮鋭性も損なわれているため、ノイズ除去と鮮鋭化の両立が望まれる。しかし、従来の手法ではノイズを除去するために鮮鋭性が劣化し、本来の鮮鋭性劣化と相乗して著しく鮮鋭性を損なっていた。これを改善するためには強度のエッジ強調処理が必要である。本手法では、ノイズ除去に伴う鮮鋭性の低下が発生しないため、本手法を適用した後にエッジ強調を行うことで、ノイズが強調されることなく画質を改善することが可能となる。

【0066】実施の形態8. 領域毎に本方法を適用する際には、領域分割が適切に行われなければならない。特に、ランダムドット状のノイズが混入しているときには、それを信号と見なすかノイズと見なすかが画質改善結果に影響を及ぼす。本画質改善方法では、領域分割に際してのみ劣化画像に対して平滑化処理等を行っても、実際のノイズ除去は本手法によれば鮮鋭性を劣化させな

(8) 000-163569 (P2000-163569A)

い。図15は、このような場合の、領域分割のために平滑化処理を行う装置の概略を示す構成図である。

【0067】図15において、1は画像データを入力する画像入力手段、12は画像入力手段1で入力された画像データの劣化画像に対して平滑化処理を行う平滑化処理手段、13は平滑化された画像データに対して前記実施の形態のいずれかの手法で領域分割を行う領域分割手段、14は領域分割手段13で分割された各画素位置における領域をラベリングし、記憶するラベリング手段、6は領域分割手段13で分割された小領域毎にラベリング手段14で処理されたラベリンを基に画像入力手段1で入力された画像データの主成分を演算する領域毎主成分分析手段、7は領域毎主成分分析手段6で分析された主成分データを基に画像の再構成に用いる主成分次元数の選択をする領域毎主成分次元選択手段、4は領域毎主成分次元選択手段7で選択された主成分次元数から画像データを再構成する画像再構成手段である。

【0068】次に動作について説明する。入力された劣化画像に対して平滑化処理を行う。平滑化された画像データに対して前記実施の形態のいずれかの手法で領域分割を行い、各画素位置における領域を記憶する。同じ領域として分割された平滑化前の画像データから領域の属する画素の集合を作成し、各々の集合毎に主成分分析を適用する。

【0069】続いて効果について説明する。本画質改善手法では鮮鋭性を劣化させないという特徴を活かし、領域分割のためだけに平滑化処理を行う。その結果、ランダムドット状のノイズに影響されることなく、適切な領域分割が可能となり、ノイズを除去することができる。

【0070】実施の形態9。実施の形態1から実施の形態8に記載の画質改善方法を反復して適用することによりノイズ除去の効果を高めることができる。図16は、このような場合の、反復して本方法を適用する際の手順である。

【0071】次に動作について説明する。画像データを入力する(S1)。入力された画像データに対して主成分分析を行い(S3)、画像の再構成に用いる主成分次元数を選択する(S4)。選択された主成分だけを用いてノイズを除去して画像を再構成する(S5)。この(S5)の結果を新たな入力画像と見なして、本画質改善方法を反復して実行する。このとき、反復毎に領域分割の方法を代えてもよい。この反復は予め設定された評価値を満たすまで繰り返される。評価値としては原画像と補正画像の平均二乗誤差や、累積寄与率などを用いてもよい。なお、画質改善方法は実施の形態1から実施の形態8の方法を適用する。

【0072】続いて効果について説明する。入力画像は一般的にRGBの3次元データであり、この画像の主成分は同様に3次元まで算出される。したがって、ノイズを除去するには第1主成分を用いるか、あるいは第2主

成分までを用いるかして画像を再構成する。しかし、混入されているノイズが複雑に作用しているならば、1回だけ本方法を適用してもノイズを十分に除去できない場合がある。このような場合には、本方法を反復して適用することでノイズ除去の効果を高めることができる。反復して本方法を適用しても、本方法は鮮鋭性を劣化させない。

【0073】

【発明の効果】以上のように、この発明の請求項1および請求項10記載の画質改善方法及び画質改善装置によれば、画像データを信号成分とノイズ成分とに分離し、本来画像の有している情報を記述している変数である上位の主成分だけを用いて画像を再構成するようにしているので、下位の主成分に多く含まれているノイズを除去することができる。除去するのはノイズ成分だけであり、本来画像の持つエッジなどの信号は保持されるので、鮮鋭性を損なうことなくノイズを除去することが可能となり画質を改善することができる。

【0074】また、ノイズは信号に隠蔽されるのではないため、エッジ強調処理などの他の画像処理方法と本方法とを併用することに弊害は生じない。

【0075】請求項2記載の画質改善方法によれば、一般的に画像処理する画像データは画像の位置により劣化の程度は異なっている。このような場合にも画像を小領域に分割し、各々の領域毎に適用しているため画質改善の効果が更に向上する。

【0076】請求項3記載の画質改善方法によれば、一般的に画像処理する画像データは画像入力装置のレンズ系における周辺光量の低下などの理由により、画像の位置により劣化の程度は異なっている。このような場合にも画像を空間的な小領域に分割し、各々の領域毎に適用しているため画質改善の効果が更に向上する。

【0077】請求項4記載の画質改善方法によれば、一般的に、画像には多くの被写体が含まれているが、画像データ全体に対して主成分分析を行うのではなく、小領域に分割した後に行う方がより低次元で元の情報を表すことができる。低次元で近似できることは、すなわちノイズ除去の効果が高いことを意味している。

【0078】請求項5記載のによる画質改善方法によれば、領域分割に形状等の特徴を用いることにより領域分割の精度を向上させることができるため、画質改善の効果が更に向上する。

【0079】請求項6記載のによる画質改善方法によれば、ディジタル値は画像装置の駆動信号であるため、色情報を直接与えるものではなく、そのためのパラメータにすぎない。三刺激値は色を表すための変数であるため、三刺激値を用いることにより人間の視覚に基づいた領域分割を行うことができる。このため、人間の視覚に合致するように画質を改善することが可能となる。

【0080】請求項7記載のによる画質改善方法によれ

(9) 000-163569 (P2000-163569A)

ば、画像の再構成に使用する主成分の次元を決定に累積寄与率を用いて画像再構成に使用する主成分の次元を決定することにより、経験によらず自動的に本手法を適用してノイズを除去できる。

【0081】請求項8記載のによる本画質改善方法では、画像には非常に様々な情報が含まれており、領域分割を行ったとしても各々の領域毎に信号成分とノイズ成分の存在比率は異なる。したがって領域毎に再構成のための主成分次元を決定することにより、領域毎の画像に適応したノイズ除去ができるようになり画質が改善される。

【0082】請求項9記載のによる本画質改善方法では鮮鋭性を劣化させないという特徴を活かし、領域分割のためだけに平滑化処理を行う。その結果、ランダムドット状のノイズに影響されることなく、適切な領域分割が可能となり、ノイズを除去することができる。

【0083】また、領域分割に基づいてローカルにノイズを除去するので画像の内容に適応した画質改善を行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 この発明の実施の形態1を示す概略構成図。

【図2】 実施の形態1における2変数の場合を例としたデジタル値と主成分との関係を表す説明図。

【図3】 実施の形態2における画像を空間的に領域分割例を示す説明図。

【図4】 実施の形態3における画像をデジタル値方向に領域分割する手順を示す説明図。

【図5】 2次元データに対する領域分割を用いた主成分分析の模式図。

【図6】 デジタル値方向における領域分割の説明図。

【図7】 デジタル値空間における分割された領域例

を示す説明図。

【図8】 実施の形態3における領域分割を用いた手順を示す説明図。

【図9】 実施の形態4における形状を考慮した領域分割を用いた手順を示す説明図。

【図10】 実施の形態4における形状を考慮した領域分割例の説明図。

【図11】 実施の形態5におけるデジタル値空間から変換した色空間における領域分割の手順を示す説明図。

【図12】 実施の形態5におけるデジタル値空間から色空間への変換手順を示す説明図。

【図13】 実施の形態6における画像再構成に用いる主成分次元を各領域毎に決定する概略構成図。

【図14】 実施の形態7におけるエッジ強調処理の処理に適用する手順を示す説明図。

【図15】 実施の形態8における領域分割に平滑化処理を行う手法の手順を示す説明図。

【図16】 実施の形態9における画質改善手法を反復して適用する際の手順を示す説明図。

【図17】 従来のノイズ除去手法の説明図である。

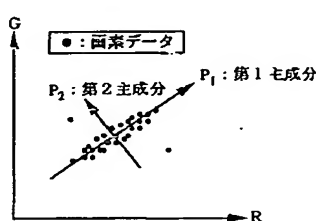
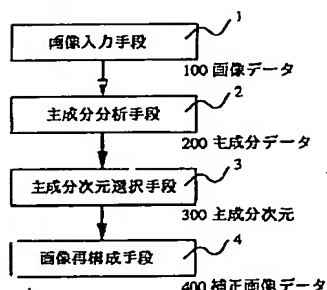
【符号の説明】

1：画像入力手段、2：主成分分析手段、3：主成分次元選択手段、4：画像再構成手段、5：領域分割手段、6：領域毎主成分分析手段、7：領域毎主成分次元選択手段、8：色空間変換手段、9：デジタル値空間変換手段、10：主成分次元選択切替手段、11：一括主成分次元選択手段、12：平滑化処理手段、13：領域分割手段、14：ラベリング手段、100：画像データ、200：主成分データ、300：主成分次元数、400：画像データ。

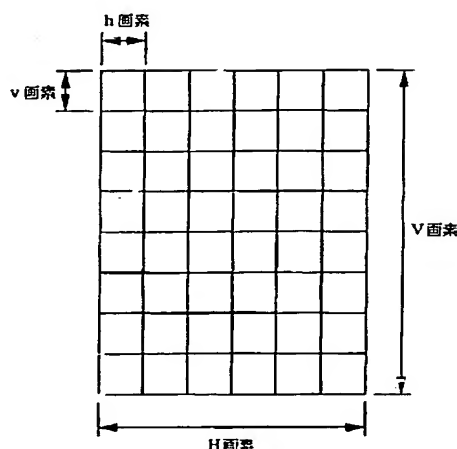
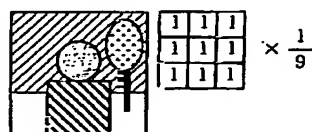
【図1】

【図2】

【図3】

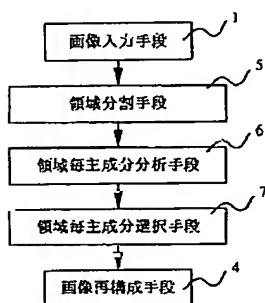


【図10】 【図17】

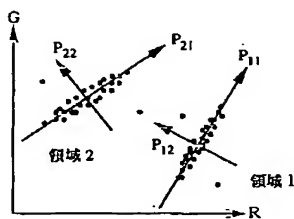


(10) 100-163569 (P2000-163569A)

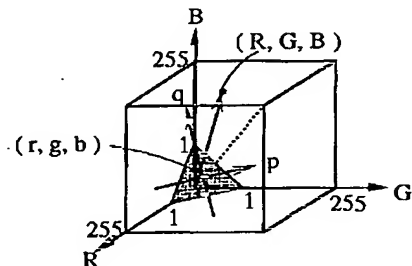
【図4】



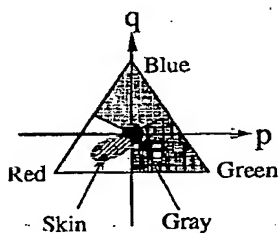
【図5】



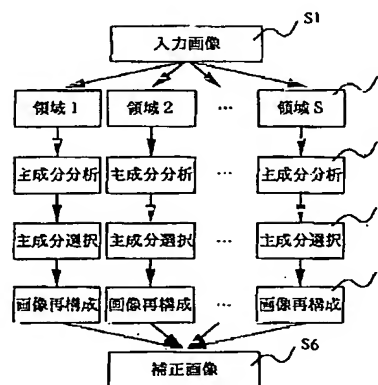
【図6】



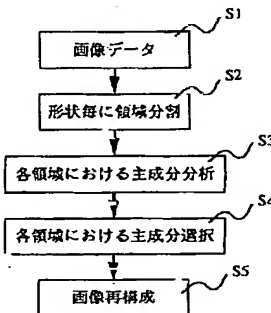
【図7】



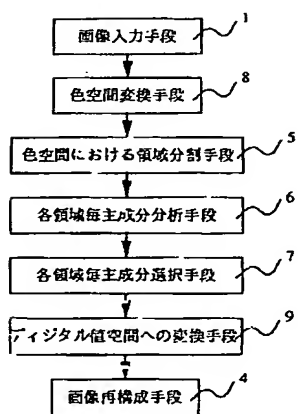
【図8】



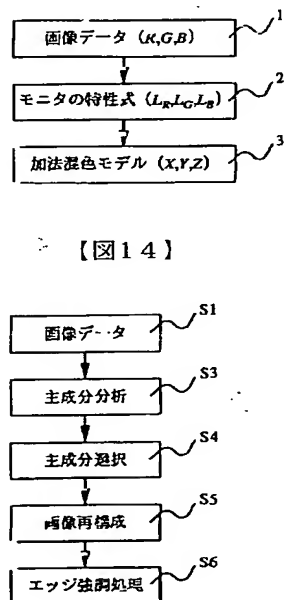
【図9】



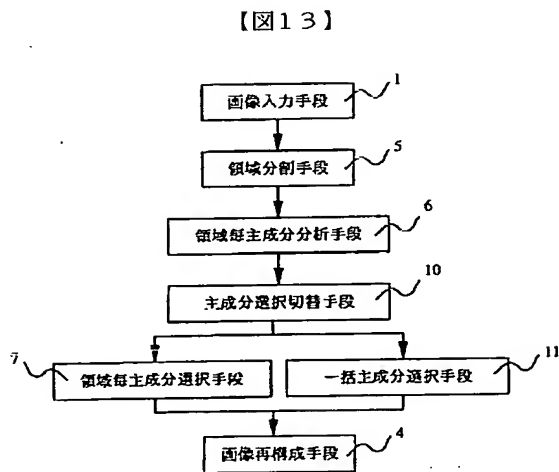
【図11】



【図12】

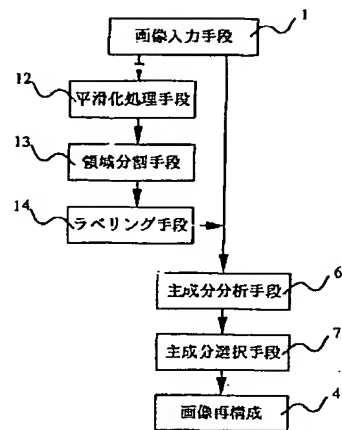


【図14】

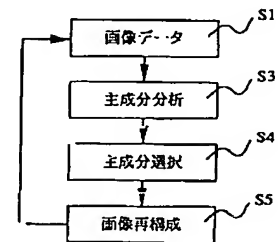


(特1) 100-163569 (P2000-163569A)

【図15】



【図16】



フロントページの続き

Fターム(参考) 5B057 AA11 BA02 BA15 BA17 BA19
 BA30 CA01 CA08 CA12 CB01
 CB08 CB12 CD14 CE02 CE05
 CE06 CG02 CG05 CH02 CH09
 CH18 CH20 DA17 DB02 DB06
 DC19
 5C021 PA61 PA66 RA02 RA06 RB07
 RB09 YA01
 5C077 LL02 MP07 MP08 PP02 PP03
 PP19 PP31 PP51 PQ19